

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-163571

(43)Date of publication of application : 27.06.1995

(51)Int.Cl.

A61B 10/00
G01N 21/27

(21)Application number : 06-214978

(71)Applicant : SIEMENS AG

(22)Date of filing : 08.09.1994

(72)Inventor : KLINGENBECK-REGN KLAUS
OPPELT ARNULF

(30)Priority

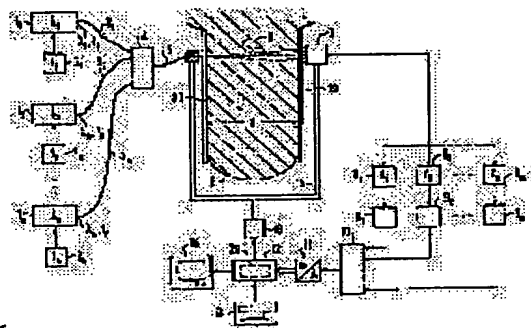
Priority number : 93 4330460 Priority date : 08.09.1993 Priority country : DE

(54) TISSUE INSPECTION DEVICE BY LIGHT OF DIFFERENT WAVELENGTH

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide knowledge about tissue components existing with relation to each inspection zone by a method of feeding signals equivalent to strengths of respective wavelength components detected by light detection means, and detecting data about thickness of the different tissue components from signals based on data memorized by an evaluation means.

CONSTITUTION: Measurement light signals are obtained by combining light supplied from light sources 11-1n with each other using a light waveguide fine coupler 4. A detection means in the mode of a photomultiplier 7 is disposed on the opposite side of a sample 6 to face a light outgoing zone. Electric signals of the photomultiplier 7 are supplied to band path filters 81-8n, so a detection means is formed of both. These electric signals reach signal processing circuits 91-9n, and signal processing is performed to match respective inspection examples. Outputted signals reach an evaluation means in the mode of an electron computation device 12, and data of thickness of tissue components of a subject tissue is detected by use of data memorized in a memory 26.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japanese Patent Office

4/4

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-163571

(43) 公開日 平成7年 (1995) 6月27日

(51) Int. Cl.⁶
A 6 1 B 10/00
G 0 1 N 21/27

識別記号 庁内整理番号 F I
E
T
A

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平6-214978
(22) 出願日 平成6年 (1994) 9月8日
(31) 優先権主張番号 P 4 3 3 0 4 6 0 . 5
(32) 優先日 1993年9月8日
(33) 優先権主張国 ドイツ (D E)

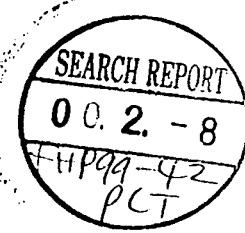
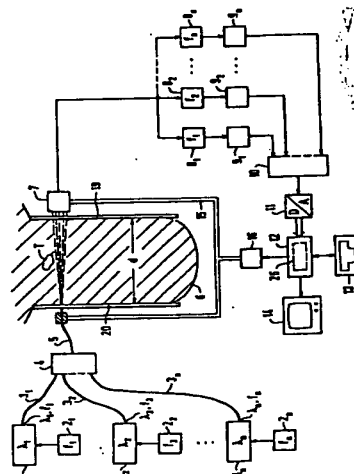
(71) 出願人 390039413
シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT
ドイツ連邦共和国 ベルリン 及び ミュンヘン (番地なし)
(72) 発明者 クラウス クリンゲンベックレーゲン
ドイツ連邦共和国 ニュルンベルク ライヒシュトラッセ 4
(72) 発明者 アルヌルフ オッペルト
ドイツ連邦共和国 シュパールドルフ シュヴェーデンシュトラッセ 25
(74) 代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 種々異なる波長の光による組織検査装置

(57) 【要約】

【目的】 それぞれの被検領域に関してそこに存在する組織成分についての知識を得ることができるようにする。

【構成】 種々異なる所定の波長の光を少なくとも実質的に同時に照射するための手段と、光の検出手段と、評価手段とが設けられており、前記照射手段は、すべての波長の光に対して少なくとも実質的に同じ光出射ゾーンを有しており、前記光の検出手段は、光出射ゾーンに対向する光入射ゾーンを有しており、検出された光における種々異なる所定の波長の光成分のそれぞれの強度に相応する信号を送出し、前記評価手段には前記検出手段の信号が供給され、該評価手段は、記憶されたデータに基づき、前記信号から種々異なる組織成分の濃度についてのデータを検出し、前記記憶されたデータは、多くても種々異なる所定の波長の数に相応する数の種々異なる組織成分の濃度を種々異なる所定の波長の光ごとに記憶したものである。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 種々異なる所定の波長 ($\lambda_1 \sim \lambda_n$) の光を少なくとも実質的に同時に照射するための手段 (1, $\sim 1_n$, 2, $\sim 2_n$, 3, $\sim 3_n$, 4, 5) と、光の検出手段 (7, 8, $\sim 8_n$) と、評価手段 (12) とが設けられており、

前記照射手段 (1, $\sim 1_n$, 2, $\sim 2_n$, 3, $\sim 3_n$, 4, 5) は、すべての波長 ($\lambda_1 \sim \lambda_n$) の光に対して少なくとも実質的に同じ光出射ゾーンを有しており、前記光の検出手段 (7, 8, $\sim 8_n$) は、光出射ゾーンに対向する光入射ゾーンを有しており、検出された光における種々異なる所定の波長 ($\lambda_1 \sim \lambda_n$) の光成分のそれぞれの強度に相応する信号を送出し、

$$A(\lambda_i) = -\log \frac{I(\lambda_i)}{I_0(\lambda_i)} = d \cdot \sum_{v=1}^L \alpha_v(\lambda_i) K_v$$

ただし、 λ_i ($i=1, \dots, n$) は種々異なる所定の波長、

$I(\lambda_i)$ はそれぞれの波長の検出された光の強度、

$I_0(\lambda_i)$ はそれぞれの波長の照射される光の強度、

d は透過照射される組織領域の厚さ、

v ($v=1, \dots, L$) は種々異なる組織成分を表し、

K_v ($0 \leq K_v \leq 1$) はそれぞれの組織成分の相対濃度、

$\alpha_v(\lambda_i)$ は波長 λ_i におけるそれぞれの組織成分の減

$$A(\lambda_i, x_k) = -\log \frac{I(\lambda_i, x_k)}{I_0(\lambda_i)} = d \cdot \sum_{v=1}^L \alpha_v(\lambda_i) K_v(x_k)$$

ただし、 λ_i ($i=1, \dots, n$) は種々異なる所定の波長、

x_k ($k=1, \dots, M$) は走査運動中の入射個所の光出射ゾーンのそれぞれの位置、

$I(\lambda_i, x_k)$ は光出射ゾーンのそれぞれの位置に対するそれぞれの波長の検出された光の強度、

$I_0(\lambda_i)$ はそれぞれの波長の照射された光の強度、

d は透過照射される組織領域の厚さ、

v ($v=1, \dots, L$) は種々異なる組織成分を表し、

$\alpha_v(\lambda_i)$ は波長 λ_i におけるそれぞれの組織成分の減

$$\Delta A(\lambda_i, k) = -\log \frac{I(\lambda_i, x_k) \cdot I(\lambda_i, x_{k+1})}{I_0(\lambda_i)^2} = d \cdot \sum_{v=1}^L \alpha_v(\lambda_i) \Delta K_v(k)$$

ただし、 λ_i ($i=1, \dots, n$) は種々異なる所定の波長、

x_k ($k=1, \dots, M$) は走査運動中の光出射ゾーンのそれぞれの位置、

$I(\lambda_i, x_k)$ は光出射ゾーンのそれぞれの位置に対するそれぞれの波長の検出された光の強度、

$I_0(\lambda_i)$ はそれぞれの波長の照射された光の強度、

d は透過照射される組織領域の厚さ、

v ($v=1, \dots, L$) は種々異なる組織成分を表し、

$\alpha_v(\lambda_i)$ は波長 λ_i におけるそれぞれの組織成分の減衰係数、

前記評価手段 (12) には前記検出手段 (7, 8, $\sim 8_n$) の信号が供給され、該評価手段 (12) は、記憶されたデータに基づき、前記信号から種々異なる組織成分の濃度についてのデータを検出し、

前記記憶されたデータは、多くても種々異なる組織成分の濃度を種々異なる所定の波長 ($\lambda_1 \sim \lambda_n$) の光ごとに記憶したものであることを特徴とする、種々異なる波長の光による組織検査装置。

10 【請求項2】 前記評価手段 (12) は、種々異なる組織成分の相対濃度を次式を用いて検出する、

【数1】

(1)

衰係数、そして $A(\lambda_i)$ はそれぞれの波長 λ_i における被検組織の吸収を表す請求項1記載の装置。

【請求項3】 走査運動を行うように光入射ゾーンを移動させる走査手段 (15, 16) が設けられている請求

20 項1または2記載の装置。

【請求項4】 前記評価手段 (12) は、種々異なる組織成分の相対濃度を光出射ゾーンの位置の関数として、次式を用いて検出する、

【数2】

(2)

衰係数、

$K_v(x_k)$ は光出射ゾーンのそれぞれの位置に対するそれぞれの組織成分の相対濃度、

30 $A(\lambda_i)$ はそれぞれの波長 λ_i における被検組織の吸収を表す請求項3記載の装置。

【請求項5】 前記評価手段 (12) は、種々異なる組織成分ごとに光出射ゾーンの順次連続する位置間の相対濃度変化を次式を用いて検出する、

【数3】

(3)

40 $\Delta K_v(k)$ は光出射ゾーンの位置 k と $k+1$ との間で発生する相対濃度変化、

$\Delta A(\lambda_i)$ はそれぞれの波長 λ_i における、出射ゾーンの位置 k と $k+1$ との間で発生する被検組織の吸収変化を表す請求項3記載の装置。

【請求項6】 検出手段 (7, 8, $\sim 8_n$) の信号に対して対数形成器 (17, $\sim 17_n$) が設けられている請求項3から5までのいずれか1項記載の装置。

【請求項7】 種々異なる所定の波長 ($\lambda_1 \sim \lambda_n$) の少なくとも1つは、2つの組織成分のイソベスト (isobestisch) 点の波長に相応するように選択され

50 bestisch) 点の波長に相応するように選択され

ている請求項1から6までのいずれか1項記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、種々異なる波長の光により組織を検査する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】この種の装置は、可視光線、近赤外線または赤外線により動作することができる。可視光線の波長は380nmから780nmの間であり、近赤外線の波長は780nmから1.5μmの間であり、赤外線の波長は1.5μmから1mmの間である。冒頭に述べた形式の装置に対しては600nmから1.2μmの波長領域がとくに適する。

【0003】組織の多数の光学的特性、例えば吸収、散乱およびスペクトル特性は光を照射することにより検出される。したがって例えば乳房に光を照射し、これから出射する光を検出し、このようにして得られた情報を適切に評価することによって、乳ガン診断の際に組織変化を検出することができる。公知の装置は被検組織の異質部を検出できるだけである。被検組織、例えば異質部の種類に関する知識は測定結果からは導き出すことができない。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】本発明の課題は、冒頭に述べた形式の装置をそれぞれの被検領域に関してそこに存在する組織成分についての知識を得ることができるように構成することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記課題は本発明により、種々異なる所定の波長の光を少なくとも実質的に同時に照射するための手段と、光の検出手段と、評価手段とが設けられており、前記照射手段は、すべての波長の

$$A(\lambda_i) = -\log \frac{I(\lambda_i)}{I_0(\lambda_i)} = d \cdot \sum_{v=1}^L \alpha_v(\lambda_i) K_v(\lambda_i)$$

【0009】ここで λ_i ($i=1, \dots, n$) は所定の種々異なる波長、 $I(\lambda_i)$ はそれぞれの波長の検出光の強度、 $I_0(\lambda_i)$ は被検体ないし被検組織に照射されるそれぞれの波長の光強度、 d は照射される組織領域の厚さであり、 v ($v=1, \dots, L$) は種々異なる組織成分を表し、 K_v ($0 \leq K_v \leq 1$) はそれぞれの組織成分の相対濃度、 $\alpha_v(\lambda_i)$ は波長 λ_i におけるそれぞれの組織成分の減光率、 $A(\lambda_i)$ はそれぞれの波長 λ_i における被検組織の吸収である。

$$A(\lambda_i, x_k) = -\log \frac{I(\lambda_i, x_k)}{I_0(\lambda_i)} = d \cdot \sum_{v=1}^L \alpha_v(\lambda_i) K_v(x_k)$$

【0012】ここで同じ式符号は式(1)の場合と同じ意味を有し、 x_k ($k=1, \dots, M$) は走査運動中の光出射ゾーンのそれぞれの位置、 $I(\lambda_i, x_k)$ は光出射ゾーンのそれぞれの位置に対するそれぞれの波長の検出光の強度、 $K_v(x_k)$ は光出射ゾーンのそれぞれの位

光に対して少なくとも実質的に同じ光出射ゾーンを有しており、前記光の検出手段は、光出射ゾーンに対向する光入射ゾーンを有しており、検出された光における種々異なる所定の波長の光成分のそれぞれの強度に相応する信号を送出し、前記評価手段には前記検出手段の信号が供給され、該評価手段は、記憶されたデータに基づき、前記信号から種々異なる組織成分の濃度についてのデータを検出し、前記記憶されたデータは、多くても種々異なる所定の波長の数に相応する数の種々異なる組織成分の濃度を種々異なる所定の波長の光ごとに記憶したものであるように構成して解決される。

【0006】

【作用】したがって検出手段は、被検組織を通過した光成分を検出し、所定の種々異なる波長ごとに、照射された光の被検組織通過成分の強度に相応する信号を送出する。光は照射手段により被検組織に照射される。前記の信号に基づいて評価手段は、被検組織の種々異なる組織成分の濃度に相応するデータを検出する。本発明の装置により、検出手段から送出された信号の評価の際に、種々異なる組織成分の吸収に関するデータを検査に使用される波長の光に対して使用することができ、組織成分の濃度、有利には相対濃度に関する予測を組織成分についてのデータを使用して種々異なる組織領域で行うことができる。種々異なる組織成分の吸収に相応するデータは必ずしも吸収自体を表すデータである必要はない。そのようなデータの代わりに、種々異なる波長ごとの組織成分の透過率または減光率を表すデータを使用することができる。

【0007】本発明の実施例では、評価手段は次式を用いて種々異なる組織成分の相対濃度を評価する。

【0008】

【数4】

(1)

【0010】比較的に大きな組織領域を検査することができるようになるため、有利な実施例では走査手段が設けられており、これにより走査運動の際に光出射ゾーンが拡大される。この場合評価手段は、種々異なる組織成分の相対濃度を次式を用いて光出射ゾーンの位置関数として検出する。

【0011】

【数5】

(2)

置に対するそれぞれの組織成分の相対濃度である。

【0013】評価手段が式(1)または式(2)を使用して動作するならば、強度 $I_0(\lambda_i)$ が既知であり、時間的に一定であることが前提である。そのため相応の較正測定の精度、照射手段の光源の安定性並びに被検組織

に光学的に入力結合ないし被検組織から出力結合される光の安定性に高い要求が課せられる。これらの要求を緩和するため本発明のとくに有利な実施例では、走査運動が行われる場合に対して、評価手段が種々異なる組織成

$$\Delta A(\lambda, k) = -\log \frac{I(\lambda, z_1, \cdot)}{I(\lambda, z_2, \cdot)} = d \cdot \sum_{i=1}^n \alpha_i(\lambda) \Delta K_i(k)$$

【0015】ただし同じ式符号は式(1)と式(2)と同じ意味を有し、 $\Delta K_i(k)$ は光出射ゾーンの位置kとk+1間で、それぞれの組織成分ごとに発生する相対濃度の変化に相応する。

【0016】本発明の変形実施例では、検出手段の信号に対して対数がとられる。これにより評価手段の簡単化ないし評価手段により費やされる計算コストの低減が達成される。というのは、順次連続する2つの光出射ゾーン間(光出射ゾーンの位置を以下、走査位置と称する)で発生する吸収変化は隣接する走査位置に所属する強度の簡単な減算により求めることができるからである。

【0017】本発明の実施例では、種々異なる所定の波長の少なくとも1つが組織成分のうちの2つのイソベスト(isobestisch)点の波長に相応するように選択される。イソベスト点において2つの組織成分は同じ吸収係数を有するから、波長を相応に選択した場合、吸収は2つの組織成分の比に相互に依存しない。このことにより、式(1)から式(3)により表される線形方程式を濃度ないし濃度変化の検出のために評価手段が解く際に容易になる。その際評価手段は、マトリクス反転法または最小2乗法に従って動作する。

【0018】

【実施例】本発明の実施例を以下、図面に基づき説明する。

【0019】図1には本発明の装置が示されている。この装置は例えば乳ガン診断に使用することができる。この装置は複数の光源 $1_1 \sim 1_n$ を有し、これらの光源からそれぞれ別の波長 $\lambda_1 \sim \lambda_n$ のコヒーレント光が出力される。光源 $1_1 \sim 1_n$ の各々は半導体レーザダイオードとそれぞれ所属の電流源を有する。これは図2に示されている。図2は半導体レーザダイオード24と電流源25を有する光源 1_1 を示す。各光源 $1_1 \sim 1_n$ には電気信号発生器 $2_1 \sim 2_n$ が配属されている。電気信号発生器はそれぞれの光源 $1_1 \sim 1_n$ に含まれる電流源に固定周波数の交流信号を供給する。この信号によってそれぞれの光源 $1_1 \sim 1_n$ に含まれる半導体レーザダイオードの供給電流が変調される。各信号発生器 $2_1 \sim 2_n$ はそれぞれ別の周波数 $f_1 \sim f_n$ の交流信号を形成する。レーザダイオードから送出される光の振幅ないし強度はその供給電流の電流強度に実質的に比例するから、光源 $1_1 \sim 1_n$ はそれぞれ異なる波長 $\lambda_1 \sim \lambda_n$ の光を送出し、この光はそれぞれ異なる変調周波数 $f_1 \sim f_n$ により振幅変調される。光源 $1_1 \sim 1_n$ から送出される光は光導波体3 $_1 \sim 3_n$ を介して

分ごとに、光入射ゾーンの順次連続する位置間での相対濃度の変化を次式を用いて検出する。

【0014】

【数6】

(3)

光導波体—ファン—イン—カプラ4に供給される。このカプラはn個の入力側と1つの出力側を有し、入力側にはそれぞれ1つの光導波体3 $_1 \sim 3_n$ が接続されており、出力側には光導波体5が接続されている。光導波体5の自由端部は装置の光出射ゾーンを形成する。この光導波体5を介して生体被検対象6、すなわち患者の身体領域、例えば乳房に測定光信号が供給される。

【0020】測定光信号は光源 $1_1 \sim 1_n$ からそれぞれ送出される光を光導波体—ファン—イン—カプラ4を用いて重畳することにより得られる。光源 $1_1 \sim 1_n$ の光は被検体に同時にかつ同じ個所で供給される。しかし光源 $1_1 \sim 1_n$ の光は被検体に少なくとも実質的に同時に供給されれば十分である。すなわち、光源 $1_1 \sim 1_n$ の光はそれぞれ通過する組織に測定結果に影響を及ぼし得るような変化が生じないよう急速に順次連続して照射される。また光源 $1_1 \sim 1_n$ の光を被検体6に少なくとも実質的に同じ個所で供給することができる。したがって例えば、光導波体—ファン—イン—カプラ4を省略して代わりに光ファイバケーブルを使用することもできる。この光ファイバケーブルの一方の端部は光出射ゾーンを形成し、他方の端部はそれぞれ同数の光ファイバが各光源 $1_1 \sim 1_n$ に導かれるように構成される。

【0021】装置の光出射ゾーンは被検体6の表面にできるだけ密接して存在しなければならない。光出射ゾーンに対向して被検体6の反対側にはフォトマルチプライヤ7の形態の検出手段が配置されている。このフォトマルチプライヤは装置の光入射ゾーンを形成し、この入射ゾーンには光出射ゾーンに対向して被検体6から出た光測定信号の伝達成分が入射する。フォトマルチプライヤ7は光測定信号の伝達成分を電気信号に変換する。この電気信号の時間的経過は、この電気信号が受信光の振幅包絡曲線に相応するかぎり、受信光の強度の時間的経過を表す。光出射ゾーンもまた被検体6の表面に密に配置されている。被検体は扁平で相互に平行に延在する圧縮板19と20の間に、これが実質的に一定の厚さdを有するように配置されている。圧縮板は光測定信号に対して実質的に透明である。

【0022】光出射ゾーンと光入射ゾーンとは相対的に、被検体が存在しない際には光出射ゾーンから出た光が光入射ゾーンの中心に入射するように配置されている。

【0023】フォトマルチプライヤ7の電気信号は、光源 $1_1 \sim 1_n$ の数に相応する数のバンドパスフィルタ8、

～8。に供給される。このバンドパスフィルタの中心周波数 $f_1 \sim f_8$ はできるだけ正確に変調周波数 $f_1 \sim f_8$ に相応するようにする。したがってバンドパスフィルタ 8₁～8。の出力側には電気信号が発生し、この電気信号は光源 1₁～1。から発した波長 $\lambda_1 \sim \lambda_8$ の光成分の強度を光測定信号の被検体 6 により伝達され検出された成分について表す。

【0024】したがってフォトマルチプライヤ 7 とバンドパスフィルタ 8₁～8。は検出手段を形成する。これらの電気信号はそれぞれ信号処理回路 9₁～9。に達し、ここでそれぞれの検査例に適合した信号処理が例えば整流、平滑化または積分により行われる。信号処理回路 9₁～9。の出力信号は $n:1$ アナログマルチプレクサ 10 に供給される。このマルチプレクサの出力側はアナログ/デジタル変換器 11 の入力側と接続されている。アナログ/デジタル変換器 11 のデジタル出力データは電子計算装置 12 の形態の評価手段に達する。この電子計算装置には装置操作のためのキーボード 13 とモニタ 14 の形態の表示装置が接続されている。

【0025】電子計算装置は図 1 に破線で示されたメモリ 26 を有する。メモリには種々異なる複数の組織成分（例えば筋肉組織、腺組織等。水分、血液および脂肪も本実施例では組織成分としてあてはまる）ごとに吸収に相応するデータ（例えばそれぞれの吸収係数 α_v (λ_i)）が種々異なる波長 $\lambda_1 \sim \lambda_8$ に対して記憶されている。水分および女性乳腺組織に対しては吸収スペクトル（波長 λ についての吸収 A ）が図 3 と図 4 に概略的に示されている。メモリ 26 での前記データの記憶は例えば関数テーブルの形で行うことができる。種々異なる組織成分の数はせいぜい種々異なる波長 $\lambda_1 \sim \lambda_8$ の数と同じである。

【0026】メモリ 26 に記憶されたデータを使用し

$$A(\lambda_i) = -\log \frac{I(\lambda_i)}{I_0(\lambda_i)} = d \cdot \sum_{v=1}^L \alpha_v(\lambda_i) K_v \quad (1)$$

【0032】ただし、 λ_i ($i=1, \dots, n$) は種々異なる所定の波長、 $I(\lambda_i)$ はそれぞれの波長の検出光の強度、 $I_0(\lambda_i)$ は被検体ないし被検組織に照射されるそれぞれの波長の光強度、 d は照射される組織領域の厚さであり、 v ($v=1, \dots, L$) は種々異なる組織成分を表し、 K_v ($0 \leq K_v \leq 1$) はそれぞれの組織成分の相対濃度、 $\alpha_v(\lambda_i)$ は波長 λ_i におけるそれぞれの組織成分の減光率、 $A(\lambda_i)$ はそれぞれの波長 λ_i における被検組織の吸収である。

$$A(\lambda_i, x_k) = -\log \frac{I(\lambda_i, x_k)}{I_0(\lambda_i)} = d \cdot \sum_{v=1}^L \alpha_v(\lambda_i) K_v(x_k) \quad (2)$$

【0036】ここで同じ式符号は式 (1) の場合と同じ意味を有し、 x_k ($k=1, \dots, M$) は走査運動中のそれぞれの離散的走査位置、 $I(\lambda_i, x_k)$ はそれぞれの走査位置に対するそれぞれの波長に対する検出された光の強度、 $K_v(x_k)$ はそれぞれの走査位置に対するそ

て、電子計算装置 12 は、データがメモリ 26 に記憶されている被検組織の組織成分の濃度、例えば相対濃度についてのデータを検出する。

【0027】被検体の比較的大きな領域についてのデータを収集することができるようにするため、キャリッジ 15 の形態の走査手段が光導流体 15 およびフォトマルチプライヤ 7 に対して設けられている。キャリッジ 15 は調整ユニット 16 によって、装置の光出射ノーン（およびひいては照射位置）と光入射ノーンとが走査運動の形式に応じて被検体 6 に対して相対的に配列されるように調整される。調整ユニットは電子計算装置 12 により制御される。有利には走査運動は連続的に行われるのではなく、多数の離散的な走査位置が順次走査されるように行われる。例えば走査運動中に、256 の走査位置に対してデータを収集することができる。これらの走査位置はマトリクス状にそれぞれ 16 の行と列に配列され、列方向および行方向にそれぞれ同じ間隔を相互に有する。その際走査運動は有利には歩進的にミアング状の運動で行われる。これは図 5 に×印でマークされた 64 の走査位置 $x_1 \sim x_{64}$ により概略的に示されている。

【0028】どのようにして電子計算装置 12 が種々異なる組織成分の濃度についてのデータを検出するかは、装置の 3 つの動作形式のうちのどれがキーボード 13 により選択されたかに依存する。

【0029】第 1 の動作形式ではただ 1 つの走査位置に対してだけデータが検出される。この第 1 の動作形式はそれぞれの検査例の必要性に応じてキーボード 13 の適切な操作によって開始することができる。

【0030】この第 1 の動作形式では電子計算装置は種々異なる組織成分の相対濃度を次式を用いて検出する。

【0031】

【数 7】

(1)

【0033】このようにして得られた種々異なる組織成分の相対濃度についてのデータはモニタ 14 に有利には数値で表示される。

【0034】第 2 の動作形式では前に説明した走査運動が実行される。その際に収集されたデータから電子計算装置 12 は個々の走査位置 $x_1 \sim x_k$ に対して、種々異なる組織成分の相対濃度を次式を用いて検出する。

【0035】

【数 8】

(2)

れぞれの組織成分の相対濃度である。

【0037】このようにして検出された種々異なる組織成分の相対濃度についてのデータはモニタ 14 に有利にはグラフで表示される。これは例えば次のように行うことができる。すなわち種々異なる組織成分に種々異

なる色を、種々異なる相対濃度にそれぞれの色の種々異なる明度を配属し、相対濃度のグラフィック表示がその配列の点で走査位置の配列に相応するようにするのである。このようにして相対濃度のグラフィック表示を複数の組織成分に対して同時に行うことができる。その際、複数の“画像”を同時にモニタ14に表示することができる。しかし相対濃度を種々異なる組織成分の1つに対してだけ表示することもできる。この場合、1つの比較的に大きな“画像”だけがモニタ14に表示される。このようにして得られた画像に基づいて、異質部、例えば

$$\Delta A(\lambda, k) = -\log \frac{I(\lambda, x_0, k)}{I(\lambda, x, k)} = d \cdot \frac{1}{x} \alpha(\lambda) \Delta K_A(k)$$

【0040】ただし同じ式符号は式(1)と式(2)と同じ意味を有し、 $\Delta K_U(k)$ は走査位置kとk+1間で発生する相対濃度の変化に相応する。このようにして検出されたデータのモニタ14上の表示は有利には第2の動作形式に関連して説明したように行う。ただ種々異なる相対濃度ではなく、相対濃度の変化が種々異なる明度値に配属される点で異なる。

【0041】図6に示された簡単なモデル例は本発明の機能の基礎となる関連を示す。

【0042】一定の厚さを有する被検モデル21は2つの組織成分AとBからなり、したがって隣接する走査位置間の相対濃度変化を検出するためには2つの波長 λ_1 と λ_2 の光による照射で十分である。

【0043】組織成分Aはその吸収係が波長に依存しない組織成分である。したがって

$$\alpha_A(\lambda_1) = \alpha_A(\lambda_2) = \alpha$$

が成り立つ。

【0044】組織成分Bの吸収係数は波長 λ_2 に対して $\alpha_B(\lambda_2) = \alpha + \beta \alpha$ である。

【0045】被検モデル21は図6に示したように、x方向では組織成分Aの相対濃度が線形に減少し、一方組織成分の相対濃度は線形に増加するように作製されている。

【0046】被検モデル21がx方向に経過する走査運動により、左から右へ経過する走査運動に対して横方向に走査されると、第1の波長 λ_1 についての吸収変化に対して

$$\Delta A(\lambda_1, x) = 0$$

が得られる。なぜなら波長 λ_1 はイソベスト点の波長に相応するからである。

【0047】波長 λ_2 についての吸収変化に対しては $\Delta A(\lambda_2, x) = \beta \alpha \Delta x / x_0$

が得られる。すなわち、線形の増加または減少である(走査方向による)。

【0048】モデル例に対する式(3)の分解能は $\Delta K_A = -\Delta K_B$

腫瘍Tの存在を識別し、異質部の位置を確定することができる。

【0038】第3の動作形式の場合、電子計算装置12は種々異なる組織成分の相対濃度を個々の走査位置に対して検出することはしない。その代わりに、種々異なる組織成分に対する相対濃度変化を検出する。この相対濃度変化は順次連続する、したがって隣接する走査位置間に発生するものである。これは次式を用いて行う。

【0039】

【数9】

(3)

および

$$\Delta K_A = -\Delta x / x_0 \quad \text{ないし} \quad \Delta K_B = \Delta x / x_0$$

である。すなわち、成分Bの線形の増加または成分Aの線形の減少である。

【0049】したがって相対濃度の経過に対しては

$$K_A = a - x / x_0 \quad \text{ないし} \quad K_B = b + x / x_0$$

20 があてはまる。ここで付加的定数aないしbの値は式(3)の解によっては決定されない。

【0050】これら定数の決定は、隣接する走査位置間の吸収変化の代わりにただ1つの走査位置に対して吸収を測定した場合に初めて可能となる。この場合は式

(2)の解行列に定数aとbも決定されることとなる。

【0051】本発明の別の実施例が図7に示されている。前に説明した実施例との相違点は、波長 $\lambda_1 \sim \lambda_n$ の少なくとも1つが組織成分の2つのイソベスト点の波長に相応するように選択されていることである。イソベ

30 ト点のデータについてはメモリ26に記憶されている。相応する組織成分相互の比は測定された吸収ないし測定された吸収変化に影響を及ぼさないから、電子計算装置12に対する計算コストが低減される。

【0052】別の相違点は、信号処理回路9₁~9_nとマルチプレクサ10との間に対数形成器17₁~17_nが接続されていることである。その他にスイッチ18₁~18_nが設けられており、これにより対数形成器17₁~17_nを迂回することができる。

【0053】図7の装置が前に実施例に関連して説明した第1、第2または第3の動作形式で動作するとき、電子計算装置12はスイッチ18₁~18_nを対数形成器17₁~17_nが迂回されるように操作する。図7の装置はすでに説明した3つの動作形式に関しては前に説明した装置の機能と相違しない。しかし図7の装置は第4の動作形式で作動させることができる。この第4の動作形式は第3の動作形式に相応するが、スイッチ18₁~18_nが電子計算装置12によって対数形成器17₁~17_nが信号路に存在するよう図示しない仕方で作動される。この場合、隣接する2つの走査点間の吸収変化は相応する
50 対数信号の減算により容易に求めることができる。その

ため、電子計算装置12によって費やされる計算コストがさらに低減される。

【0054】前記の実施例の場合、フォトマルチプライヤ7は被検体6から出射した光を直接受光するように配置される。しかし図示のようにではなく、被検体6から出射した光を、フォトマルチプライヤの代わりに支持体15に設けられた、例えばファイバオプティカル光導波体または光導波体ケーブルを用いて受光し、フォトマルチプライヤに供給することもできる。

【0055】検出手段は、フォトマルチプライヤの代わりにフォトダイオードまたはCCDを有することもできる。

【0056】モニタ14の代わりに、表示手段としてLEDディスプレイ、LCDディスプレイまたはプラズマディスプレイを設けることができる。

【0057】実施例に関連して説明した、被検体への光照射手段は、実施例では光源1₁～1_n、信号発生器2₁～2_n、光導波体3₁～3_n、光導波体ファンインカブラ4および光導波体5によって構成したが、例えば光源1₁～1_nの光の照射を同時に同じ個所でミラー装置を用いて行うこともできる。

【0058】走査手段の構成も1例として理解されたい。走査手段の別の構成および前記の走査運動とは異なる走査運動も可能である。

【0059】前記の実施例において、被検体が2つの圧縮板19、20の間に配置される場合は、被検体6に実質的に一定の厚さが得られる。この種の被検体の圧縮ができない場合は、被検体の変化する厚さdを測定検出し、相応する信号を計算装置12に供給することもできる。相応の手段は当業者には容易である。

【0060】メモリ26に記憶されるデータは、試料をin vitroで測定することにより得ることができる。例えば純粋な脂肪組織スペクトル、純粋な腺組織スペクトル、純粋な血液スペクトル等を記録することができる。

【0061】前に説明した第4の動作形式に相応する動作形式でだけ動作するように装置が構成されている場合は、電子計算装置12を簡単に構成することができる。というのは、供給されるデータの評価の際に対数演算を行う必要がないからである。

【0062】フォトマルチプライヤ7が測定光信号の直接照射によって過露光されることを回避するため、適切なセンサ装置を用いてミアンダ状の走査運動を図5に点

線で示したように制御することができる。センサ装置は、被検体6が光出射ゾーンと光入射ゾーンの間にあることが確実である走査位置だけを検出する。相応する走査位置は図5にハッチングで示されている。

【0063】

【発明の効果】本発明により、それぞれの被検領域に関してそこに存在する組織成分についての知識を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の装置の概略図である。

【図2】図1の一部詳細図である。

【図3】水分の吸収スペクトルを表す線図である。

【図4】女性乳腺組織の吸収スペクトルを表す線図である。

【図5】本発明の装置の走査運動を説明する概略図である。

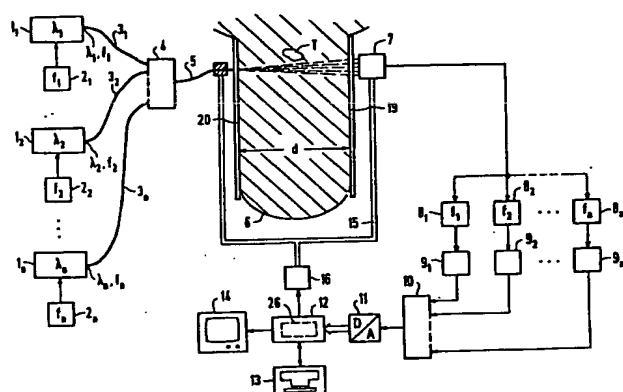
【図6】本発明の装置の機能を説明する概略図である。

【図7】本発明の変形実施例の概略図である。

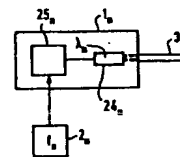
【符号の説明】

- 1 光源
- 2 信号発生器
- 3、5 光導波体
- 4 光導波体ファンインカブラ
- 6 被検体
- 7 フォトマルチプライヤ
- 8 バンドパスフィルタ
- 9 信号処理回路
- 10 n:1アナログマルチプライヤ
- 11 アナログ/デジタル変換器
- 12 計算装置
- 13 キーボード
- 14 モニタ
- 15 メモリ
- 16 調整ユニット
- 17 対数形成器
- 18 スイッチ
- 19、20 圧縮板
- 21 被検モデル
- 24 半導体レーザダイオード
- 25 電流供給部
- 26 メモリ
- T 腫瘍

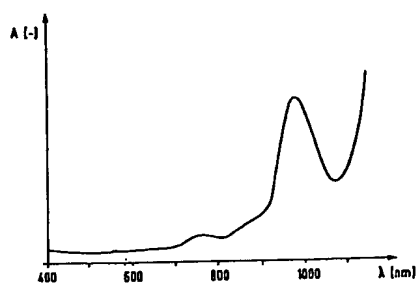
【図1】



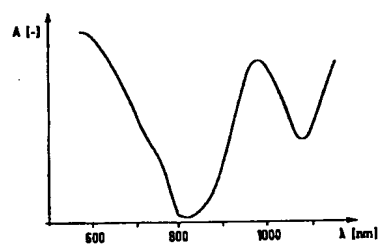
【図2】



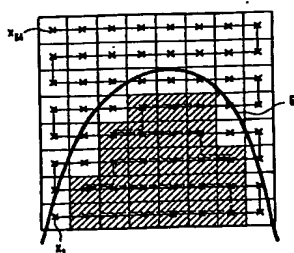
【図3】



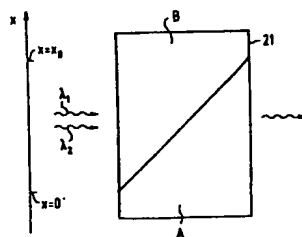
【図4】



【図5】



【図6】



【図7】

